

Programa de interfase entre imágenes spect y el código mcnpX para cálculos dosimétricos

Maritza Rodríguez Gual^a, Felix Mas Milián^b y Joaquín González González^c

a) Instituto Superior de Tecnologías y Ciencias Aplicadas (InSTEC), La Habana, Cuba; mrgual@instec.cu[†]

b) Instituto de Física, Universidad de São Paulo (IF-USP); felix_mas_milian@yahoo.com.

c) Dep. Medicina Nuclear, Inst. Nac.de Oncología y Radiobiología (INOR), La Habana, Cuba; jgg@infomed.sld.cu.

[†]autor para la correspondencia.

Recibido el 15/06/10. Aprobado en versión final el 05/10/10.

Sumario Se describe un nuevo programa de interfase para la conversión de las imágenes de tomografía por emisión de un fotón único (SPECT) en formato Interfile al fichero de entrada del código Monte Carlo MCNPX¹ y viceversa. Este programa fue implementado en DELPHI 7.0 en ambiente MS de Windows y ofrece algunas herramientas imprescindibles para la visualización y manipulación flexible de los cortes tomográficos. La composición del material se computa en correspondencia con la geometría de voxel dada por las imágenes SPECT para tejido equivalente. Para validar la interfase propuesta se generaron los factores S a nivel de voxel en un maniquí de 81x81x81 voxels con una distribución uniforme de actividad en el voxel fuente en formato Interfile. Los resultados se compararon con los publicados para Y-90 en el panfleto de la MIRD No. 17² calculados con el código Monte Carlo EGS4. La comparación de los resultados demostró que existe una buena concordancia (diferencias de <2%) para los voxels más próximos al voxel fuente central. Este programa facilita la obtención de cálculos dosimétricos a partir de imágenes SPECT para usuarios con poca o ninguna experiencia con el uso de códigos Monte Carlo lo cual es muy conveniente en condiciones de rutina clínica. Para demostrar la aplicabilidad del programa se emplearon las imágenes de un paciente con metástasis hepática para cálculos dosimétricos con resultados satisfactorios.

Abstract. The paper describes a new interface program to convert Single Photon Emitted Computer Tomography (SPECT) images in Interfile format to Monte Carlo MCNPX code input file, and vice versa. The program was implemented in DELPHI 7.0, which operates in a MS de Windows environment, and offers important tools that allow a flexible visualization and manipulation of tomography slices. The material composition is computed in correspondence with the voxel geometry, given by SPECT images for an equivalent tissue. To validate the proposed interface, "S" factors were generated on a phantom of 81x81x81 voxels with a uniform activity distribution in the source voxel in Interfile format. The results were compared with those reported for the Y-90, as provided in the MIRD pamphlet No.17, which were calculated using the EGS4 Monte Carlo code. The comparison of results demonstrated good agreement (up to 2% difference) for the voxels next to the central source voxel. The program facilitates obtaining dosimetry calculations from SPECT images for users with little or no experience in the use of Monte Carlo codes, hence its convenience in routine clinical assessments. In order to demonstrate the program's applicability, images taken from a patient with hepatic metastases were used for the dosimetry calculations, which revealed satisfactory results.

Palabras clave. Dosimetry/exposure assessment in nuclear medicine imaging 87.57.uq; SPEC 87.57.uh; Monte Carlo methods in radiation therapy, 87.55.K-

1 Introducción

Para el tratamiento del cáncer empleando radiofármacos, es preciso conocer la distribución de dosis en el tumor y los órganos de riesgo. Las imágenes de tomografía por emisión de fotón único (SPECT) permiten determinar la distribución real de actividad en estos pacientes por lo que resultan muy conveniente para cálculos dosimétricos para distribuciones macroscópicas de actividad en condiciones de rutina clínica.

El Método Monte Carlo constituye el método dosimétrico más exacto para determinar la distribución de dosis para los tratamientos del cáncer en pacientes usando radioterapia externa o con radionúclidos^{3,4}.

El método Monte Carlo ha demostrado su utilidad para:

- Resolver problemas complejos de transporte de la radiación que no pueden ser modelados computacionalmente usando los métodos determinísticos¹.
- Cuando las mediciones experimentales son casi imposibles de realizar (por ejemplo en el paciente)⁴, y
- Tiene en cuenta las heterogeneidades en la interfase de los materiales de diferentes densidades Ej. hueso y tejido blando³.

Entre los paquetes existentes para cálculos de dosimetría interna se encuentran los códigos de computación MABDOSE⁵ y DOSE3D⁶ que adaptan la geometría estándar de la anatomía humana para cálculos dosimétricos sin tener en cuenta la distribución de actividad lo cual resulta en una limitación importante cuando esta distribución es heterogénea, debido a que la dosis media no es el parámetro más adecuado para correlacionarlo con el efecto biológico.

Varios programas incluyendo el SIMDOS, la versión basada en el código EGS4³, el paquete RMDP⁷, el código en MS-DOS de SCMS⁸ y más recientemente el TOMO_MC⁹ emplean maniqués basados en voxel (píxel volumétrico) de la anatomía humana típica para realizar cálculos dosimétricos que aunque tienen en cuenta la distribución de actividad, los cálculos dosimétricos serán muy inexactos para aquellos casos en los que la anatomía real del paciente se aparta de la típica.

Los formatos típicos de intercambio de imágenes SPECT en medicina nuclear son: el Interfile¹⁰, y el DICOM¹¹. El formato Interfile es usado por la mayoría de los fabricantes de Cámaras Gamma, por lo cual es muy conveniente su empleo para cálculos dosimétricos empleando métodos Monte Carlo.

El objetivo de este trabajo es desarrollar un programa que cree fichero de entrada para el código MCNPX utilizando las imágenes SPECT en formato Interfile al y viceversa lo cual resultaría de mucha utilidad para usuarios con poca o ninguna experiencia en el uso y aplicación de las técnicas de Monte Carlo, como el personal médico profesional que se desempeña en centros asistenciales de salud.

Este programa facilitará la utilización del código Monte Carlo MCNPX para realizar cálculos dosimétri-

cos a partir de la distribución de actividad acumulativa en condiciones de rutina clínica.

2 Materiales y métodos

El programa de interfase fue implementado en DELPHI 7.0 en ambiente MS de Windows. Se implementaron herramientas imprescindibles para la visualización y manipulación flexible de imágenes SPECT en formato Interfile.

Imágenes SPECT de 81x81x81 voxels de la distribución de actividad acumulativa uniforme en un voxel fuente ubicado en el centro de este arreglo tridimensional fueron obtenidas y se utilizaron como datos de entrada al programa. Se empleó una fuente de electrones monoenergética de ⁹⁰Y de 0.935 MeV de energía. La actividad de la fuente fue de 1MBq. El tamaño de los voxels fue de 0.3 cm. La distribución de dosis obtenida para esta geometría se comparó con los factores S a nivel de voxel publicados para Y-90 en el panfleto de la MIRD No. 17³ calculados con el código Monte Carlo EGS4.

Las unidades de la dosis son expresadas en mGy/MBq seg. Fueron simuladas 10 millones de historias de electrones para determinar la distribución de la dosis.

Imágenes SPECT obtenidas de un paciente con metástasis hepática fueron empleadas para demostrar la aplicabilidad del programa de interfase creado.

La metodología empleada por el programa para la determinación de la distribución de dosis se organizó en cinco etapas principales:

1. Lectura de las imágenes SPECT en formato Interfile que contiene la distribución espacial de actividad acumulativa.
2. Generación del fichero de entrada a partir de los datos contenidos en las imágenes SPECT con el MCNPX.
3. Cálculo de la distribución de dosis.
4. Conversión del fichero de salida del código MCNPX en formato Interfile.
5. Representación gráfica de la distribución de dosis.

Lectura de la imagen en formato Interfil. Se desarrolló un programa llamado IMAGON3D¹² escrito en lenguaje de programación DELPHI 7.0, sobre plataforma MS de Windows. El programa lee los datos binarios contenidos en los voxels de las imágenes SPECT y lo convierte a código ASCII.

Generación del fichero de entrada. La imagen no es más que una matriz conformada por cuadros dispuestos en filas y columnas donde cada cuadrado es un píxel. Cada píxel tiene una profundidad determinada por el espesor con que está realizado el corte. Y ese píxel volumétrico es lo que se llama voxel (Ver figura 1). Los voxels pueden tener diferentes dimensiones puede ser cúbico o un prisma rectangular de acuerdo al espesor del corte. El espesor de los cortes provee la distancia entre los planos paralelos de las imágenes. Estos planos apilados constituyen la imagen en tres dimensiones (3D) por eso decimos que le órgano está inscrito en un prisma.

Una imagen 3D es construida desde una serie de imá-

genes en dos dimensiones (2D).

Para generar el fichero de entrada al código MCNPX empleamos la opción de estructuras repetidas con las tarjetas de mallado (*LAT*), llenado (*FILL*) y universo (*U*) disponibles en el código. Esta opción nos brinda la posibilidad de simular distribuciones muy complejas y heterogéneas de actividad acumulativa a nivel de voxel.

La representación geométrica de la imagen con el código MCNPX se realiza de acuerdo con los pasos siguientes:

1. *Construcción el Bloque principal* (prisma rectangular).

Debido a que la geometría de voxel de las imágenes SPECT es cúbica, inicialmente se define el prisma que la contiene, definiendo los planos que conforman la superficie del mismo. Conociendo el espesor de cada corte se define la dimensión de los ejes del prisma.

2. *Definición del mallado*.

Se define la malla que se compone de hexaedros porque el voxel es un sólido de seis caras y las superficies de los planos que generan la malla. En este paso se define una matriz en 3D, compuesta por los planos correspondiente a los 3 ejes coordenados. Además, se definen como estarán llenadas las celdas (voxels) y se definen los planos que conforman cada voxel. Un órgano puede estar compuesto por varios voxels. El índice de cada elemento de la malla está determinado por la localización de éste con respecto al (0,0,0).

3. *Llenado de los elementos del mallado*.

Dentro de la malla se colocan los números o identificadores que llenarán la misma. Esos números corresponden a un universo, el cual equivale a un órgano o tejido, de manera que se conforma una secuencia de números con los universos seleccionados según la composición del medio material. La matriz es un arreglo de universos (es decir, de identificadores de los órganos o tejidos que la conforman). Los datos de densidad y composición química del material asociados a esos voxels se toman de la ICRU-46¹³. De esta forma se tiene en cuenta las inhomogeneidades de la estructura anatómica. Si hay presente otros materiales, se crean otros universos, con las mismas dimensiones pero diferente densidad. La región externa al mallado es definida como celdas vacías (material 0).

Cálculo de la distribución de dosis. Después de representada la imagen digital como una estructura repetida, se define la composición química del material de cada voxel con la tarjeta *M* y la fuente de energía con la tarjeta *SDEF* disponible en el código MCNPX. Cada material se corresponde con una celda en particular y un universo en el mallado.

La fuente también se representa como una matriz en 3D de datos. La información que contiene cada voxel se corresponde con la actividad acumulativa del radionúclido en el mismo. De esta forma es posible también, tener en cuenta las distribuciones no uniformes de actividad en los diferentes órganos y tejidos.

El cálculo de la dosis es obtenida con el transporte

acoplado de electrones y fotones mediante la tarjeta *MODE e p* para incluir la generación y transporte de fotones de frenado.

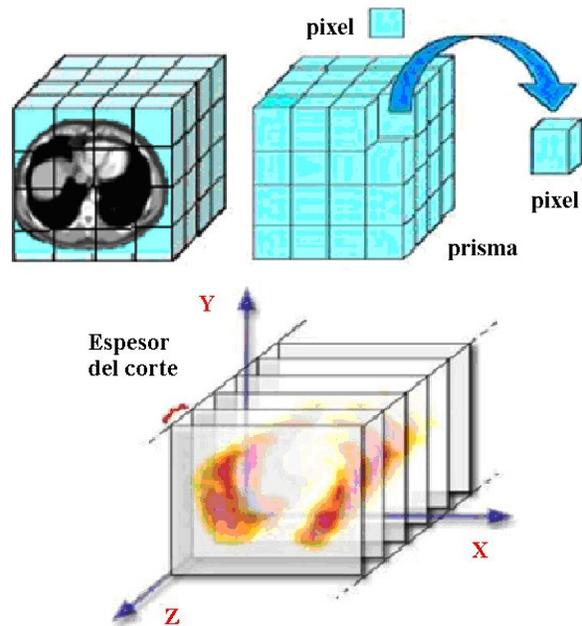


Figura 1. Imagen médica para convertirla a la geometría del MCNPX.

Posteriormente se define la salida (*tallies*), que se desea obtener. Para el cálculo de la distribución de dosis empleamos la salida f6 (MeV/g) que proporciona la energía depositada por los electrones o fotones en cada voxel por unidad de masa en el material.

Conversión del fichero de salida del código MCNPX en formato Interfile. Los datos de la distribución de dosis son guardados en formato ASCII como un arreglo de cuatro dimensiones correspondiente a los valores tridimensionales de las coordenadas y el identificador del tejido. Posteriormente estos datos son convertidos a formato Interfile

Representación gráfica de la distribución de dosis. Los resultados de la distribución de dosis en formato Interfile pueden ser representados por el programa gráficamente para realizar una evaluación cualitativa de los resultados obtenidos. Además, el programa permite la visualización de las imágenes empleando diferentes escalas de colores.

Resultados

Para la validación del cálculo de la distribución de dosis obtenida a partir de las imágenes SPECT con el uso del código MCNPX empleando el programa de interfase desarrollado IMAGON3D en este trabajo, se emplearon imágenes SPECT en formato Interfile con distribución conocida de actividad acumulativa. Los resultados de la comparación con los factores S reportados en el panfleto de la MIRD No. 17² que emplean el EGS4 se muestran en la tabla 1.

La comparación de los resultados demostró que existe una buena concordancia (diferencias de <2%) para los voxels más próximos al voxel fuente central. Esa diferencia va aumentando a medida que nos alejamos de este

y es atribuida a que a medida que nos alejamos de la fuente es menor el número de partículas que interactúan por tener un menor alcance².

Tabla I
Valores S (mGy/(MBq*sec) para el Y-90 con voxel cúbico de 3 mm.

x	y	z	D*(mm)	E† [MeV]	e, ‡	factores S (MCNPX)	factores S (MIRD17)	Diferencia
0	0	0	0.0	2.6532E-01	0.0003	1.5740E+00	1.61E+00	0.022
0	0	1	3.0	4.8075E-02	0.0014	2.8520E-01	2.76E-01	0.033
0	1	1	4.2	1.7650E-02	0.0024	1.0471E-01	9.76E-02	0.073
1	1	1	5.2	8.4372E-03	0.0036	5.0054E-02	4.53E-02	0.105
0	0	2	6.0	4.3378E-03	0.0049	2.5734E-02	2.26E-02	0.139
0	1	2	6.7	2.4919E-03	0.0064	1.4783E-02	1.28E-02	0.155
1	1	2	7.4	1.4255E-03	0.0085	8.4571E-03	7.38E-03	0.146
0	2	2	8.5	4.6729E-04	0.0143	2.7722E-03	2.47E-03	0.122
0	0	3	9.0	2.4563E-04	0.0191	1.4572E-03	1.31E-03	0.112
0	1	3	9.5	1.4110E-04	0.0249	8.3711E-04	7.65E-04	0.094
1	1	3	9.9	7.0217E-05	0.0346	4.1657E-04	4.25E-04	0.020
2	2	2	10.4	4.0851E-05	0.0450	2.4235E-04	2.51E-04	0.034
0	2	3	10.8	2.1196E-05	0.0584	1.2575E-04	1.23E-04	0.022
1	2	3	11.2	1.1206E-05	0.0768	6.6480E-05	7.35E-05	0.096
4	0	0	12.0	1.7725E-06	0.1658	1.0515E-05	2.78E-05	0.622
5	0	0	15.0	2.8333E-07	0.1686	1.6809E-06	1.34E-05	0.875

D* - Distancia de la fuente al blanco; E† - Energía depositada; e, ‡ - Error relativo (MCNPX).

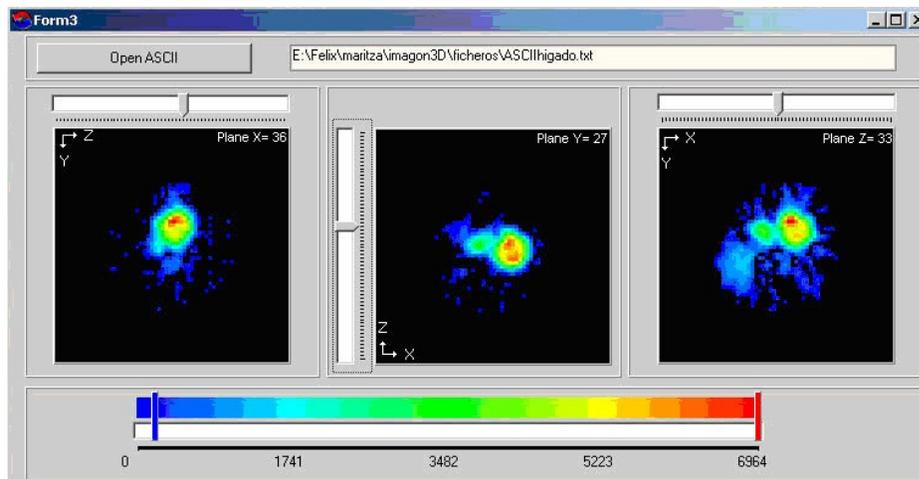


Figura 2. Imagen de la distribución de la dosis de un paciente con metástasis en el hígado usando el programa IMAGON3D.

Las pequeñas diferencias en los voxels próximos al voxel fuente son debidas a los diferentes algoritmos de cálculo de la dosis.

El error relativo asociado a la estimación de la dosis con salida f6 en cada voxel fue menor de un 5% en los voxels próximos al voxel fuente.

De esta forma el programa IMAGON3D quedó validado para la generación del fichero de entrada al MCNPX a partir de imágenes de SPECT en formato Interfile para el cálculo de la dosis.

En la figura 2 se muestra la distribución de la dosis

obtenida a partir de imágenes SPECT en la región abdominal de un paciente con metástasis hepática de un tumor carcinoide obtenida con una cámara de doble cabezal ADAC usando el programa IMAGON3D. El tiempo de cálculo para un paciente con el código MCNPX duró 24 horas en un procesador de 500 MHz, pero los recientes avances en el cálculo con procesadores en paralelo disminuyen considerablemente el tiempo de procesamiento.

El programa desarrollado facilita el uso del código MCNPX en condiciones de rutina clínica para usuarios

con poca o ninguna experiencia en el uso de códigos Monte Carlo, lo cual es muy conveniente para cálculos dosimétricos durante la terapia del cáncer con radiofármacos emisores beta.

Los resultados de este trabajo pueden emplearse como datos de entrada a sistemas de planificación de tratamientos en Medicina Nuclear.

En un trabajo posterior se implementarán facilidades al programa desarrollado para que emplee imágenes coregistradas de SPECT/CT para la determinación de la distribución 3D de la dosis absorbida en tumores mediante el código Monte Carlo MCNPX.

3 Conclusiones

Este trabajo mostró que el programa de interfase desarrollado facilita el uso de técnicas de Monte Carlo para cálculos dosimétricos en condiciones de rutina clínica.

Agradecimientos

Los autores agradecen al Dr. Helio Yoriyaz (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN), SP, Brasil) por sus sugerencias en cuanto al uso del código MCNPX.

Referencias

1. Waters, L.S., Ed., MCNPX, version 2.4.0, LA CP-02-408 (Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, NM, September (2002).
2. Bolch W.E., et al., MIRD Pamphlet No. 17: The dosimetry of nonuniform activity distributions-radionuclide S values at the voxel level, J. Nucl. Med. 40, 11S-36S, (1999).
3. Zaidi Habib and Sgouros George, Therapeutic Applica-

tions of Monte Carlo Calculations in Nuclear Medicine, Hardcover Edition, October 3, (2002).

4. Roger D.W.O., Monte Carlo Techniques in Radiotherapy, Medical Physics Special Issue, vol. 58 #2, pp 63-70(2002).

5. Johnson T.K. et al., MABDOSE I: Characterization of general purpose dose estimation code. Med. Phys. Jul, 26(7):1389-95, (1999).

6. Clairand I., M. Ricard, J.Gouriou, M. Di.Paola and B. Aubert, DOSE3D: EGS4 Monte Carlo code-based software for internal radionuclide dosimetry, J.of Nuclear Medicine, Vol 40, Issue 9, 1517-1523, (1999).

7. Guy, M.J., et. Al., RMDP-MC: A dedicated package for I-131 SPECT quantification, patient-specific dosimetry and Monte Carlo, Proc. Int. Symp. Nashville, TN, (2002).

8. Yoriyaz Helio, dos Santos Admir and Stabin Michael G., Monte Carlo MCNPX Based Absorbed Dose Distribution Estimates for Patient-Specific Dosimetry, The Journal of Nuclear Medicine, Vol. 42 No. 4, pp. 662-669, April (2001).

9. Milián M Felix, Garcia Fermin, Yoriyaz H, Siqueira P.T. D. and Sena I., TOMO_MC programa para criação de input files para o MCNPX a partir de modelos anatomicos 3D, XIII Seminário de Iniciação Científica e 9ª Semana de Pesquisa e Pós-Graduação da UESC Ciências Exatas, da Terra e Engenharias, (2008).

10. Todd-Pokropek A, Craddock TD, Deconinek K, A file format for the exchange of nuclear medicine image data: a specification of Interfile version 3.3, Nucl. Med. Commun. Sep: 13(9):673-699, (1992).

11. Bas Revert, "DICOM Cook book" Phillips Medical Systems (1997).

12. Milián Felix M y Gual Maritza R., IMAGON3D, Programa registrado en CENDA, C. Habana, Cuba, No. de registro: 2560-2004, (2004).

13. International Commission on Radiation Units and Measurements. Conversion photon, electron, proton and neutron interaction data for body tissue. ICRU Report 46 (Bethesda, MD, USA) (1992).